

10830169
07/23/04

C.F.M 03556
US

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2003年 5月 7日

出願番号
Application Number: 特願2003-129451
[ST. 10/C]: [JP 2003-129451]

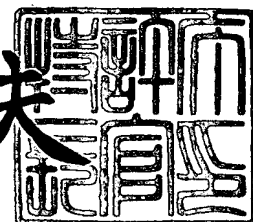
出願人
Applicant(s): キヤノン株式会社

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2004年 5月24日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



出証番号 出証特2004-3043425

【書類名】 特許願

【整理番号】 225178

【提出日】 平成15年 5月 7日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G06F 3/00

【発明の名称】 診断支援装置及び方法

【請求項の数】 6

【発明者】

【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社
社内

【氏名】 新畠 弘之

【特許出願人】

【識別番号】 000001007

【氏名又は名称】 キヤノン株式会社

【代理人】

【識別番号】 100076428

【弁理士】

【氏名又は名称】 大塚 康德

【電話番号】 03-5276-3241

【選任した代理人】

【識別番号】 100112508

【弁理士】

【氏名又は名称】 高柳 司郎

【電話番号】 03-5276-3241

【選任した代理人】

【識別番号】 100115071

【弁理士】

【氏名又は名称】 大塚 康弘

【電話番号】 03-5276-3241

【選任した代理人】

【識別番号】 100116894

【弁理士】

【氏名又は名称】 木村 秀二

【電話番号】 03-5276-3241

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 003458

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0102485

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 診断支援装置及び方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 画像中に存在する円形状の陰影を強調する強調手段と、
前記強調手段によって強調処理された画像からモルフォロジカルフィルタを用いて孤立陰影を抽出する抽出手段と
を備えることを特徴とする診断支援装置。

【請求項 2】 前記抽出手段で抽出された孤立陰影のうち、一定画素値以上の領域をラベリングするラベリング手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の診断支援装置。

【請求項 3】 前記画像から高周波成分を取り出し、高周波画像を生成する生成手段を更に備え、

前記強調手段は、前記高周波画像中に存在する円形状の陰影を強調することを特徴とする請求項 1 に記載の診断支援装置。

【請求項 4】 画像中に存在する円形状の陰影を強調する強調工程と、
前記強調工程によって強調処理された画像からモルフォロジカルフィルタを用いて孤立陰影を抽出する抽出工程と
を備えることを特徴とする診断支援方法。

【請求項 5】 前記抽出工程で抽出された孤立陰影のうち、一定画素値以上の領域をラベリングするラベリング工程を更に備えることを特徴とする請求項 4 に記載の診断支援方法。

【請求項 6】 前記画像から高周波成分を取り出し、高周波画像を生成する生成工程を更に備え、

前記強調工程は、前記高周波画像中に存在する円形状の陰影を強調することを特徴とする請求項 4 に記載の診断支援方法。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、診断支援装置及び方法に関する。特に画像中から腫瘍影等の孤立陰

影を自動的に抽出する診断支援装置及び方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年のデジタル技術の進歩により放射線画像をデジタル画像信号に変換し、該デジタル画像信号に対して画像処理を施し、CRT等に表示、あるいはプリント出力することが行われている。ところで、近年、放射線画像中から自動的に腫瘍影等を抽出する診断支援装置の開発が進められており、その診断支援装置で抽出した腫瘍影等を含む画像をフィルムやCRTに表示出力することが多々行われている。

【0003】

このような孤立陰影の自動抽出方法には、例えば特許文献1に記載されるような孤立陰影抽出方法等がある。この方法を簡単に説明すると次のとおりである。すなわち、腫瘍影強調画像と腫瘍影抑制画像の差分画像を作成し、作成した差分画像を多重閾値処理を行うとともに、同時にラベリング処理を行い、一定閾値以上の孤立影から円形度などの特徴量を計算しながら、その特徴量に基づいて孤立影を抽出する。

【0004】

また、孤立陰影の自動抽出方法の他の例として、特許文献2には次のような抽出方法が示されている。すなわち、各画素 P_{ij} ($i=1,2,\dots,8; j=1,2,3$) の画像データ f_{ij} の規格化グラジエント $\nabla f_{ij}/|\nabla f_{ij}|$ の、線分 L_i の方向の成分、各画素 P_{ij} から所定の画素 P_0 に向かう単位ベクトルを e_i としたとき、 $\nabla f_{ij}/|\nabla f_{ij}| * e_i$ (ただし $*$ は内積を表わす) が求められる。

【0005】

その後、該成分について内向き(所定の画素 P_0 の方向)を正、外向きを負としたとき、各線分 L_i ($i=1,2,\dots,8$) 毎に各最大値、

$$\{ \nabla f_{ij}/|\nabla f_{ij}| * e_i \} M \quad (i=1,2,\dots,8)$$

が求められ、さらにこれら各最大値 $\{ \nabla f_{ij}/|\nabla f_{ij}| * e_i \} M$ を加算した加算値が求められる。この加算値を特性値 C_2 として、この特性値 C_2 が所定のしきい値 Th_2 と比較され、 $C_2 \geq Th_2$ であるか、 $C_2 < Th_2$ であるかにより、所定の画素 P_0 がそ

れぞれ腫瘍影内の画素であるか否かが判定される旨の開示がある。

【0006】

更に、非特許文献1には、孤立陰影を抽出するのに用いる「輪投げ」的なモルフォロジカルフィルタが記載されている。これは半径 r_1 のDフィルタ (Disk Filter) と内径 r_2 、 r_3 のRフィルタ (Ring Filter) の組み合わせで表現されるQフィルタを用い、また、この変換をQ変換と呼ぶ。具体的にはDフィルタによるDilation後の画素値から、RフィルタによるDilation後の画素値を差し引く処理を表す。Q変換後の画像をさらにQ変換することを逆Q変換と呼ぶことにする。これはQ変換と逆Q変換が、あたかもフーリエ変換と逆フーリエ変換のような関係にあり、Q変換は画像中のQフィルタ成分の抽出プロセス、逆Q変換は抽出された成分を逆変換し、もとの画像空間で表現するプロセスと考えられるからである。

【0007】

以下にQフィルタの定義式を示す。Dフィルタ (Disk Filter) $D(x, y)$ と Rフィルタ (Ring Filter) $R(x, y)$ が、

$$\begin{aligned} D(x, y) &= 0 && : x^2 + y^2 \leq r_1^2 \text{ のとき} \\ &= -\infty && : \text{その他のとき} \quad \dots (1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} R(x, y) &= 0 && : r_2^2 \leq x^2 + y^2 \leq r_3^2 \text{ のとき} \\ &= -\infty && : \text{その他のとき} \quad \dots (2) \end{aligned}$$

のように示される場合、Q変換は、

$$G(x, y) = f(x, y) \ominus D(x, y) - f(x, y) \ominus R(x, y) \quad \dots (3)$$

で表される。ここで、 \ominus はDilationを表し、原画像を $f(x, y)$ 、フィルタ関数を $h(x, y)$ とするとき、

$$f(x, y) \ominus h(x, y) = \max \{ f(x+x_1, y+y_1) + h(x_1, y_1) \mid (x_1, y_1) \in K \} \quad \dots (4)$$

で表される。なお、 K はフィルタ関数の定義域をあらわす。

【0008】

【特許文献1】

米国特許第4907156号明細書

【特許文献2】

特許第 2 5 7 1 1 3 2 号公報

【非特許文献 1】

中山 正人他、“3次元モルフォロジカルフィルタによる肺癌病巣自動認識の検討”、医用画像工学研究会JAMIT Frontier 95 講演論文集、p p. 60 - 67 (1995)。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、特許文献 1、特許文献 2 に開示される発明では、孤立陰影が強調される効果はあるが、例えば胸部画像などでは肋骨影などのエッジ部分等の、孤立陰影以外も強調されてしまう。このため、強調後の画像上で画素値が一定値以上の領域が全て孤立陰影の領域を示しているわけではない。従って、孤立陰影領域のみ抽出するためには強調処理画像から何らかの特徴抽出処理を行わなければならない問題がある。

【0010】

このような処理では、肋骨影と腫瘍影が近接又は重なっている場合などには腫瘍影と肋骨影の分離が困難であり腫瘍抽出精度が下がる問題がある。また、特に、特許文献 2 に開示されている発明では、腫瘍の存在する領域全体の画素値勾配が腫瘍影の画素値勾配よりも強い場合には、腫瘍影を代表する規格化されたベクトルを正しく算出することができず、腫瘍影の抽出精度が下がる問題がある。これは、例えば胸部正面画像では肺野周辺領域に存在する腫瘍影を抽出する場合に問題となる。

【0011】

一方、非特許文献 1 に示されるような「輪投げ」的なモルフォロジカルフィルタを用いた場合には、孤立陰影のみを抽出できるため、特徴量の抽出処理等は孤立陰影抽出にはいらない利点を有する。また、肋骨影と腫瘍影が重なる場合でも腫瘍影のみを抽出することが可能である利点を有する。

【0012】

しかし、実際の腫瘍影は隆起した状態に存在することはまれであり、画像的には腫瘍部分があたかも染みのように周辺画像に溶け込んでいるのが通常である。

このため、「輪投げ」的なモルフォロジカルフィルタでは、例えば胸部画像に存在する現実の腫瘍影の抽出に適さない問題がある。「輪投げ」的なモルフォロジカルフィルタは腫瘍影が廻りの画像から隆起している場合のみにうまく作用するからである。このことは、例えば胸部正面画像において、肺野周辺領域に存在する腫瘍影を抽出する場合にも問題となる。

【 0 0 1 3 】

本発明は上記のような課題を解決するためになされたもので、腫瘍影などの孤立陰影の適切な抽出を可能とすることを目的とする。

また、本発明の他の目的は、腫瘍影などの孤立陰影が肋骨影と重なっている場合や肺野周辺部にある場合にも抽出できる診断支援装置を開発することを目的とする。

【 0 0 1 4 】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するための本発明による診断支援装置は以下の構成を備える。すなわち、

画像中に存在する円形状の陰影を強調する強調手段と、

前記強調手段によって強調処理された画像からモルフォロジカルフィルタを用いて孤立陰影を抽出する抽出手段とを備える。

【 0 0 1 5 】

また、上記の課題を解決するための本発明による診断支援方法は、

画像中に存在する円形状の陰影を強調する強調工程と、

前記強調工程によって強調処理された画像からモルフォロジカルフィルタを用いて孤立陰影を抽出する抽出工程とを備える。

【 0 0 1 6 】

【発明の実施の形態】

以下、添付の図面を参照して本発明の好適な実施形態を説明する。

【 0 0 1 7 】

〈第 1 実施形態〉

図 1 は第 1 実施形態による X 線撮影装置 1 0 0 の構成を示すブロック図である

。図1に示されるように、X線撮影装置100は、診断支援機能を有するX線の撮影装置であり、前処理回路106、CPU108、メインメモリ109、操作パネル110、画像表示器111、診断支援回路112を備えており、CPUバス107を介して互いにデータ授受されるようになされている。

【0018】

また、診断支援回路112において、強調処理回路113は画像中に含まれる腫瘍影等の円形陰影を強調して隆起状の陰影とする。抽出回路114は、強調処理回路113で円形状の陰影が強調された画像から、隆起状の陰影を抽出する。ラベリング回路115は、抽出回路114で処理された画像に対して周知のラベリング処理を行い、抽出領域にラベリング付けする。

【0019】

また、X線撮影装置100は、前処理回路106に接続されたデータ収集回路105と、データ収集回路105に接続された2次元X線センサ104及びX線発生回路101とを備えている。これらの各回路はCPUバス107にも接続されている。

【0020】

上述の様なX線撮影装置100において、メインメモリ109は、CPU108での処理に必要な各種のデータなどが記憶されるものであると共に、CPU108の作業用としてのワークメモリを含む。CPU108は、メインメモリ109を用いて、操作パネル110からの操作にしたがった装置全体の動作制御等を行う。これにより第1実施形態のX線撮影装置100は、以下のように動作する。

【0021】

まず、X線発生回路101は、被検査体103に対してX線ビーム102を放射する。X線発生回路101から放射されたX線ビーム102は、被検査体103を減衰しながら透過して、2次元X線センサ104に到達し、2次元X線センサ104によりX線画像として出力される。ここでは、2次元X線センサ104から出力されるX線画像を、例えば胸部正面画像等とする。

【0022】

データ収集回路105は、2次元X線センサ104から出力されたX線画像を電気信号に変換して前処理回路106に供給する。前処理回路106は、データ収集回路105からの信号(X線画像信号)に対して、オフセット補正処理やゲイン補正処理等の前処理を行う。この前処理回路106で前処理が行われたX線画像信号は原画像として、CPU108の制御により、CPUバス107を介して、メインメモリ109及び診断支援回路112に転送される。

【0023】

図2は第1実施形態による診断支援回路112の処理の流れを示すフローチャートである。また、図3、図4はそれぞれ、強調処理回路113、抽出回路114の処理の流れを示すフローチャートである。以下、これらのフローチャートを参照して、診断支援回路112の処理を説明する。

【0024】

まず、強調処理回路113では円形状の陰影を強調することにより、円形状の陰影を周辺画像領域から隆起させるとともに、原画像のもっている全体的な勾配を抑制する処理を行う(ステップS201)。この処理がステップS202における孤立影の抽出精度を上げるために重要となる。ただし、ここでの「全体的な勾配を抑制する処理」とは、画像の全体的な勾配が強調処理の結果として抑制されているものである。このため、肺野周辺部の勾配も抑制されことになるが、肺野周辺部の勾配は、腫瘍影の抽出に適した形態で抑制されているものではない。

【0025】

強調処理は前述に説明した処理の様に円形状陰影を強調する処理ならばいかなる処理でもよいが、本実施形態では以下のような処理を行う。ここで $f(x, y)$ を原画像の座標 (x, y) での画素値とする。まず x 方向のベクトル成分 $x(i, j) = f(i+d, j) - f(i, j)$ 、 y 方向のベクトル成分 $y(i, j) = f(i, j+d) - f(i, j)$ を有する、各画素 $f(i, j)$ の規格化グラジエント $\nabla f_{ij} / |\nabla f_{ij}|$ を原画像全体について算出する(ステップS301)。そして、原画像の座標 (x, y) の点から半径 r 上にある各画素 $f(i, j)$ の画像データ f_{ij} の規格化グラジエント $\nabla f_{ij} / |\nabla f_{ij}|$ の、座標 (x, y) からその円上の点 $f(i, j)$ へ向かう単位ベクトルを $e(i, j)$ としたとき、 $\nabla f_{ij} / |\nabla f_{ij}| * e(i, j)$ (ただし $*$ は内積を表わす)が求められる。

【0026】

その後、該成分について内向きを正、外向きを負として、 $\{\nabla f_{ij}/|\nabla f_{ij}| * e_i\}$ を加算した加算値が求められる（ステップ S302）。

【0027】

この加算値を座標 (x, y) における強調処理後の画素値とする。通常、腫瘍影は円形状の陰影であり、この円形状の陰影の周辺部が周辺画像に浸潤した形態の画像データとして得られる。したがって、円形陰影の半径の大きさに調整された円上の画素値勾配と、その円の中心点から円上の点に向かう単位ベクトルとの内積を求めた値は、その円の中心点と腫瘍影の中心点がほぼ重なる場合には大きな値となる。よって、処理後の画像では円形陰影の中心点を中心に隆起した画像が得られる。

【0028】

次に抽出回路 114 は強調処理回路 113 で強調された画像から孤立陰影の抽出処理を行う（ステップ S202）。

【0029】

具体的には以下の手順で抽出処理が行なわれる。

【0030】

まず、Dフィルタ (Disk Filter) $D(x, y)$ と Rフィルタ (Ring Filter) $R(x, y)$ が

$$\begin{aligned} D(x, y) = 0 : & \quad x^2 + y^2 \leq r_1^2 \text{ のとき} \\ -\infty : & \quad \text{その他のとき} \quad \dots (1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} R(x, y) = 0 : & \quad r_2^2 \leq x^2 + y^2 \leq r_3^2 \text{ のとき} \\ -\infty : & \quad \text{その他のとき} \quad \dots (2) \end{aligned}$$

のように定義される。

【0031】

原画像の座標 (x, y) を中心とした半径 r_1 内の画像の最大値 $G1(x, y)$ を以下の (3) 式、

$$G1(x, y) = f(x, y) \odot D(x, y) \quad \dots (3)$$

に従い算出する（ステップ S401）。

【0 0 3 2】

次に、原画像の座標 (x, y) を中心とした半径 r_2 、 r_3 のリング状内の画像の最大値 $G_2(x, y)$ を(4)式、

$$G_2(x, y) = f(x, y) \ominus R(x, y) \quad \cdots (4)$$

に従い算出する(ステップS 4 0 2)。

【0 0 3 3】

ここで、 r_1 、 r_2 、 r_3 等の径は実験に基いて定めればよい。例えば求めたい腫瘍影が15mmであれば、 $r_1 = r_2 = 8$ mm程度、 $r_3 = 9$ mm程度にすればよいことが実験的に求められている。

【0 0 3 4】

次に、最大値間の差分(G_1 及び G_2 の差分)を(5)式、

$$G_3(x, y) = G_1(x, y) - G_2(x, y) \quad \cdots (5)$$

に従い算出する(ステップS 4 0 3)。

【0 0 3 5】

なお、上記(3)、(4)式において、 \ominus はDilationを表し、原画像を $f(x, y)$ 、フィルタ関数を $h(x, y)$ とすると、

$$f(x, y) \ominus h(x, y) = \max \{f(x+x_1, y+t_1) + h(x_1, y_1) \mid (x_1, y_1) \in K\} \quad \cdots (6)$$

で表される。 K はフィルタ関数の定義域をあらわす。ここで、 $D(x, y)$ 、 $R(x, y)$ がそれぞれ(3)、(4)式での定義域 K に相当する。

【0 0 3 6】

以上のようにして得られた画像 $G_3(x, y)$ では、強調処理画像中の孤立陰影が抽出された画像となっている。つまり、 $G_3(x, y)$ の一定画素値以上の範囲が孤立陰影中に存在する画像領域ということになる。従って、例えば一定画素値範囲の画像領域の画素値を1、その他の範囲の画素値を0として、通常に行われるラベリング処理を画像1の領域に対して行うことにより、孤立陰影領域をラベリング付けすることができる(ステップS 2 0 3)。すなわち、ステップS 2 0 3によってラベリングづけされた領域が孤立陰影領域であり、腫瘍影の領域である可能性が高いものである。

【0 0 3 7】

以上のように、第1実施形態による孤立陰影の抽出方法を用いると、現実の腫瘍影の様に周辺画像に溶け込んでいる陰影をより確実に抽出できる効果がある。また、処理後画像の一定閾値以上の画像領域は、必ず、孤立陰影内の領域であるということができるものである。さらに、ラベリング処理をおこなうことで、孤立陰影領域が複数存在する場合でも、正確にその領域を算出できる効果がある。

【0038】

〈第2実施形態〉

第2実施形態では、原画像より高周波画像を得て、得られた高周波画像画像に対して第1実施形態と同様の処理を行う。

【0039】

図5は第2実施形態によるX線撮像装置の構成を示すブロック図である。図5からわかるように、第1実施形態によるX線撮像装置(図1)の構成に高周波成分作成回路201が追加されている。高周波成分作成回路201は、原画像の高周波成分を作成する。以下、第2実施形態によるX線撮像装置の動作について、図6のフローチャートを参照して詳述する。

【0040】

図6は、第2実施形態による孤立陰影の抽出処理の流れを示すフローチャートである。図6において、第1実施形態(図2)と同様の処理に関しては同一の番号を付して説明を省略する。

【0041】

高周波成分作成回路201では、例えば以下の(7)式、に従って、高周波成分画像 $Sus(x, y)$ を作成する(ステップS601)。その後、この $Sus(x, y)$ の画像に対して第1実施形態と同様の処理を行う。

【0042】

$$Sus(x, y) = \frac{\int_{-d1}^{d1} \int_{-d2}^{d2} f(x + x1, y + y1) dx1 dy1}{\int_{-d1}^{d1} \int_{-d2}^{d2} dx1 dy1} \quad \dots (7)$$

【0043】

第 1 実施形態によれば、例えば胸部正面画像の肺野周辺部のように、背景画像の傾きが大きく、例えば規格化グラジュントを正確に求めることができないような場合がある。背景の傾きが大きい場合には、背景画像の傾きが規格化グラジュントの向きに影響を与えるからである。これに対し、第 2 実施形態によれば、高周波成分画像に対して強調処理を行うので、このような領域に対しても正確に規格化グラジュントを得ることができ、精度良く腫瘍を抽出できる効果がある。これは、他の方法を用いる強調処理においても言えることであり、高周波成分を用いることにより腫瘍影の抽出精度が上がる効果がある。

【 0 0 4 4 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、腫瘍影などの孤立陰影の適切な抽出が可能となる。

また、本発明によれば、腫瘍影などの孤立陰影が肋骨影と重なっている場合や肺野周辺部にある場合にも、確実に孤立陰影を抽出できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

第 1 実施形態による X 線撮影装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】

第 1 実施形態の X 線撮影装置における、診断支援回路 1 1 2 の処理の流れを示すフローチャートである。

【図 3】

第 1 実施形態の X 線撮影装置における、強調処理回路 1 1 3 の処理の流れを示すフローチャートである。

【図 4】

第 1 実施形態の X 線撮影装置における、抽出回路 1 1 4 の処理の流れを示すフローチャートである。

【図 5】

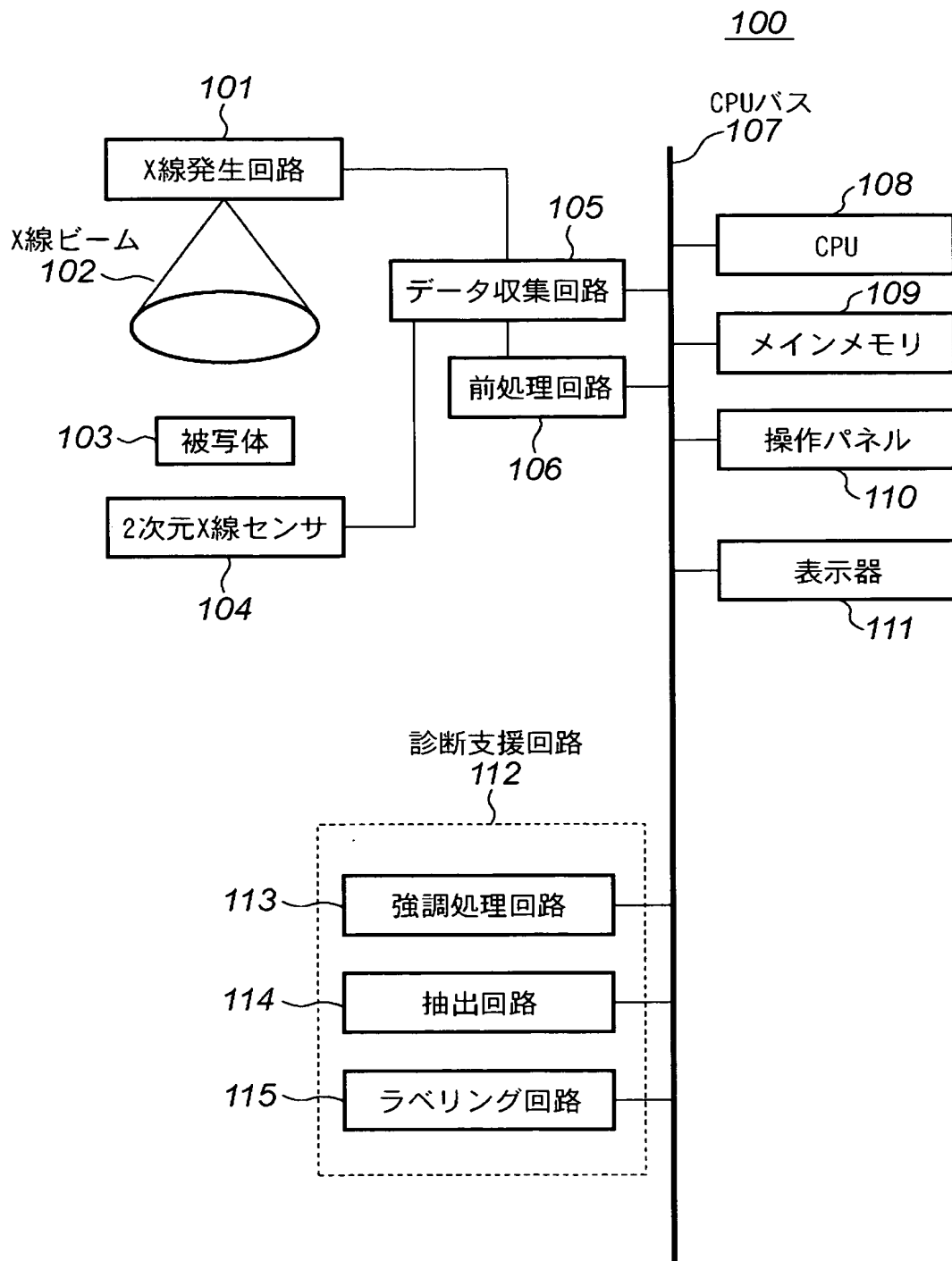
第 2 実施形態による X 線撮影装置の構成を示すブロック図である。

【図 6】

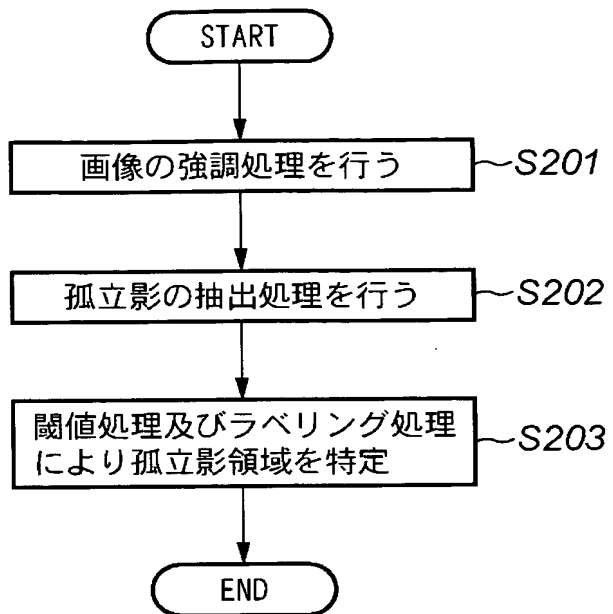
第 2 実施形態の X 線撮影装置における、診断支援回路 1 1 2 の処理の流れを示すフローチャートである。

【書類名】 図面

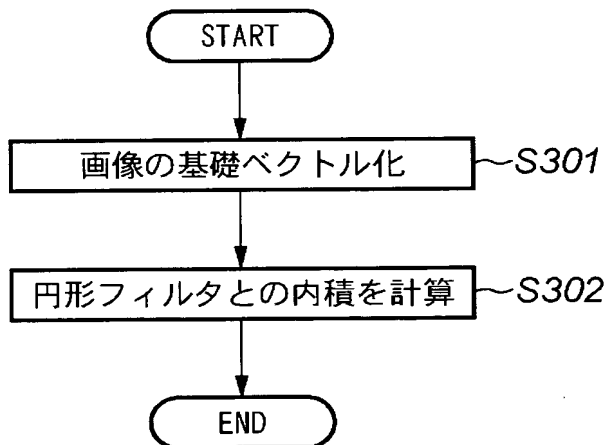
【図 1】



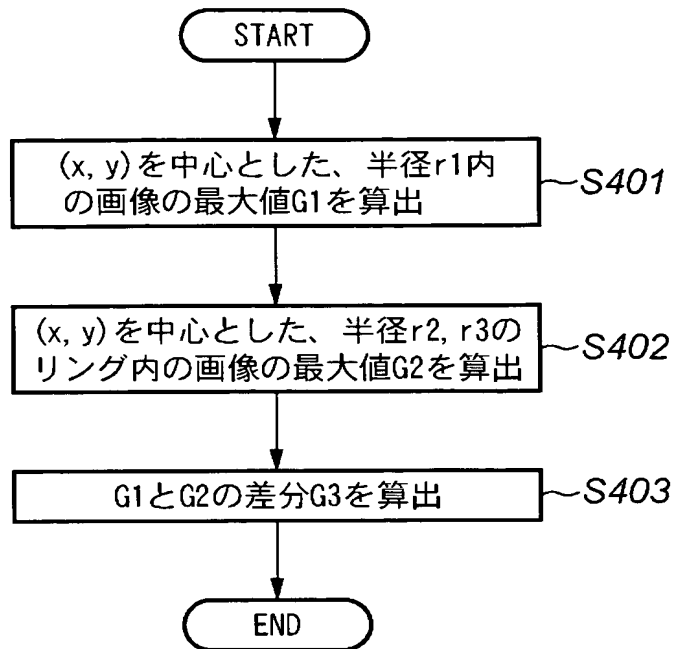
【図 2】



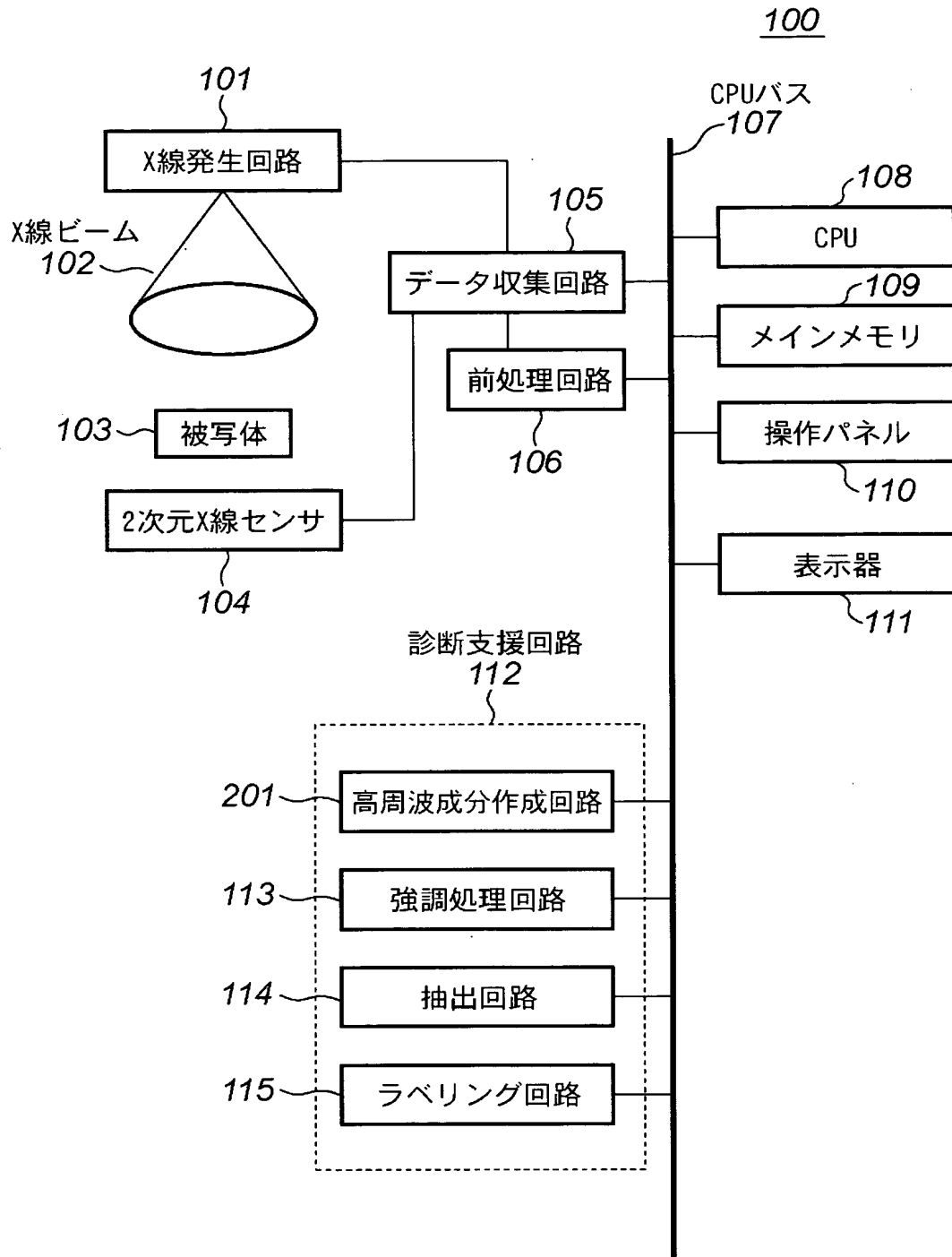
【図 3】



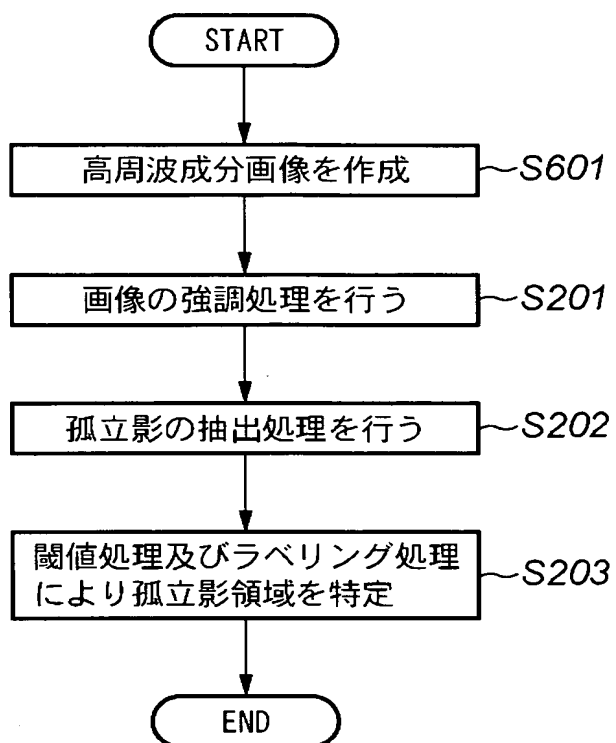
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 腫瘍影などの孤立陰影が肋骨影と重なっている場合や肺野周辺部にある場合にも、確実に孤立陰影を抽出可能とする。

【解決手段】 X線発生回路 1 0 1 は、被検査体 1 0 3 に対してX線ビーム 1 0 2 を被写体 1 0 3 に放射し、2次元X線センサ 1 0 4 によりX線画像を得る。データ収集回路 1 0 5 はこのX線画像をX線画像信号に変換し、前処理回路 1 0 6 はこのX線画像信号) に対して、オフセット補正処理やゲイン補正処理等の前処理を行い、診断支援回路 1 1 2 に転送する。診断支援回路 1 1 2 において、強調処理回路 1 1 3 は画像中に存在する円形状の陰影を強調し、抽出回路 1 1 4 は、強調処理された画像からモルフォロジカルフィルタを用いて孤立陰影を抽出する。ラベリング回路 1 1 5 は、抽出された孤立陰影のうち、一定画素値以上の領域をラベリングする。

【選択図】 図 1

特願 2 0 0 3 - 1 2 9 4 5 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 1 0 0 7]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号

氏 名

キャノン株式会社